

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-171145

(43)Date of publication of application : 11.07.1995

(51)Int.Cl.

A61B 6/03

(21)Application number : 05-318856

(71)Applicant : TOSHIBA CORP

(22)Date of filing : 20.12.1993

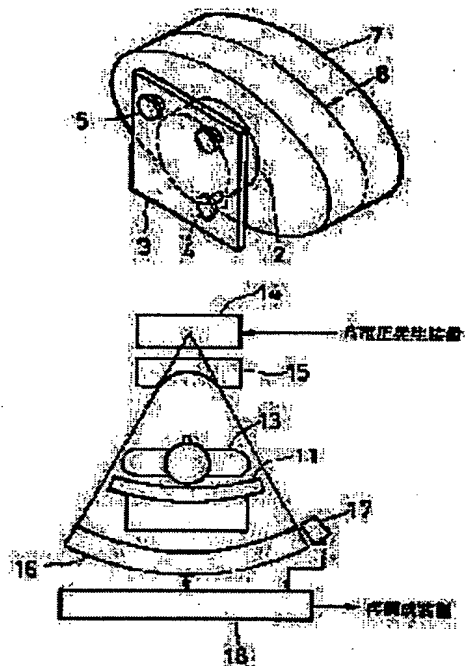
(72)Inventor : OISHI HIROYUKI

## (54) X-RAY CT DEVICE, AND PHANTOM FOR X-RAY CT DEVICE

## (57)Abstract:

**PURPOSE:** To collect a precise calibration data by constituting a phantom as a flat sectional cylinder having a smooth circumference in a X-ray CT device in which measurement data is corrected on the basis of calibration data to provide a CT image.

**CONSTITUTION:** In an X-ray CT device for collecting the X-ray emitted from an X-ray tube 14 and transmitted by a subject 13 by an X-ray detector 16, and transmitting the detection data to a data collecting part 18 together with the output data of a referencer detector 17, this device is provided with a phantom to collect the calibration data prior to the photographing of the subject 13. This phantom is formed of a body 7 having an elliptic sectional columnar structure, and internally filled with water, a fixing base 3, and a connecting part 2, whereby the phantom X-ray is emitted to collect the calibration data. The measurement data obtained by the X-ray detector 16 is corrected on the basis of this calibration data, and the resulting data is reconfigured to provide a CT image.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-171145

(43) 公開日 平成7年(1995)7月11日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

A 6 1 B 6/03

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

F 9163-4C

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 5 頁)

(21) 出願番号

特願平5-318856

(22) 出願日

平成5年(1993)12月20日

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72) 発明者 大石 博之

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会  
社東芝那須工場内

(74) 代理人 弁理士 則近 憲佑

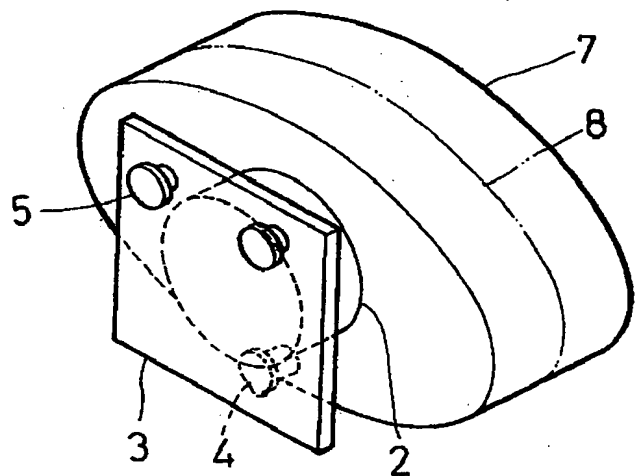
(54) 【発明の名称】 X線CT装置及びX線CT装置用ファントム

(57) 【要約】

【目的】 正確なキャリブレーションデータを収集することのできるX線CT装置用ファントムを提供することを目的とする。

【構成】 ファントムを周囲が滑らかな偏平形状（例えば楕円）の断面を有する筒体として構成する。

【効果】 正確なキャリブレーションデータを得ることができ、CT画像の画質が向上する。



**【特許請求の範囲】**

**【請求項 1】** ファントムに X 線を照射してキャリブレーションデータを収集した後、被検体に X 線を照射して測定データを得、この測定データを前記キャリブレーションデータに基づいて補正して得られたデータを再構成して CT 画像を得る X 線 CT 装置において、前記ファントムは、周囲が滑らかな偏平形状の断面を有する筒体として構成されたことを特徴とする X 線 CT 装置。

**【請求項 2】** 周囲が滑らかな偏平形状の断面を有する筒体として構成されたことを特徴とする X 線 CT 装置用ファントム。

**【発明の詳細な説明】****【0001】**

**【産業上の利用分野】** 本発明は、X 線 CT 装置に係り、特に、被検体撮影前にキャリブレーションデータを収集するために用いるファントムの構造に関する。

**【0002】**

**【従来の技術】** 近年、医用診断装置の開発が進められる中で、X 線 CT 装置が多く用いられている。X 線 CT 装置は、X 線管と X 線検出器とが対向配置された撮影領域内に被検体を侵入させ、X 線管から X 線ビームを照射して被検体透過後の X 線を X 線検出器にて収集する。そして、この操作を X 線の照射角度を変更しながら繰り返して各方向からの測定データを得、各測定データに畳み込み、逆撮影等の処理を加えて CT 画像を再構成するものである。

**【0003】** こうして得られる CT 画像は、被検体内の各組織の CT 値の違いがコントラストの違いとして画像化される。従って、CT 値に何らかの基準を決める必要があり、一般的には水の CT 値が零となるように決められる。このため、従来より被検体の CT 撮影を行なう前に、水が充填されたファントムを用いて疑似的な撮影を行なってキャリブレーションデータを収集する。そして、被検体の測定データが収集された後に、このキャリブレーションデータを用いて測定データを補正し、補正されたデータを用いて CT 画像を再構成する。つまり、キャリブレーションデータを用いて水の CT 値が零となるように測定データを補正する操作が行なわれる。

**【0004】** 図 4 はこのようなキャリブレーションデータを収集するために用いられる従来のファントムの構成を示す斜視図である。図示のように、このファントムは、アクリル等の材質で構成され内部に水が充填される円筒形の本体 1 と、固定用の固定台 3 及び接続部 2 から構成されており、本体 1 には水を出し入れするためのキャップ 4、及び X 線撮影位置を決めるための中心線 6 が設けられている。また、固定台 3 には図示しない固定器具等に連結するためのピン 5 が取付けられている。

**【0005】** そして、このファントムを X 線 CT 装置の寝台上に載置し、中心線 6 に撮影断面位置を合わせて X

線を照射し、キャリブレーションデータを収集する。しかしながら、図 4 に示した従来のファントムは、円筒形状を成しているため例えば被検体頭部のようにその断面形状が略円形である部位を撮影する際には有効であるが、胸部や腹部等その断面形状が円形又はそれに近い形状でない部位については好適ではない。即ち、ファントムの断面形状はできるだけ被検体の断面形状と類似している方が良く、形状が異なるとキャリブレーションデータ収集時と実際の測定データ収集時とで X 線の透過距離が異なってしまい、これによって X 線の吸収係数が変化する（ビームハードニング効果）等の現象により正確な CT 値の補正ができなくなってしまう。

**【0006】**

**【発明が解決しようとする課題】** このように従来の X 線 CT 装置におけるファントムは円筒形に構成されているので、被検体の胸部、腹部の撮影の際には正確なキャリブレーションデータが得られず、再構成される CT 画像にアーチファクト（偽像）が発生する等の欠点があった。

**【0007】** この発明はこのような従来の課題を解決するためになされたもので、その目的とするところは、正確なキャリブレーションデータを収集することのできる X 線 CT 装置及びこれに用いられるファントムを提供することにある。

**【0008】**

**【課題を解決するための手段】** 上記目的を達成するため、本発明の X 線 CT 装置は、ファントムに X 線を照射してキャリブレーションデータを収集した後、被検体に X 線を照射して測定データを得、この測定データを前記キャリブレーションデータに基づいて補正して得られたデータを再構成して CT 画像を得る X 線 CT 装置において、前記ファントムは、周囲が滑らかな偏平形状の断面を有する筒体として構成されたことが特徴である。また、本発明の X 線 CT 装置用ファントムは、周囲が滑らかな偏平形状の断面を有する筒体として構成されたことを特徴とする。

**【0009】**

**【作用】** 上述の如く構成された本発明によれば、ファントムの断面形状が、例えば楕円等の偏平形状とされているので、被検体の胸部や腹部を撮影する際には断面形状が略同一となる。従って、正確なキャリブレーションデータを収集することが可能となり、再構成される CT 画像の画質を向上させることができるようになる。

**【0010】**

**【実施例】** 以下、本発明の実施例を図面に基いて説明する。図 2 は一般的な X 線 CT 装置の構成図であり、図示のように、寝台 10 の天板 11 上に載置された被検体 13 が、架台 9 の撮影領域 12 内に送られて所望部位の断層像の撮影が行なわれる。

**【0011】** 図 3 は X 線 CT 装置の撮影系を示すプロッ

ク図である。図示のように天板11上の被検体13を挟んでX線管14とX線検出器16とが対向配置されており、X線から照射され被検体13を透過したX線がX線検出器16にて収集されるようになっている。また、被検体13の周辺に余分なX線を照射しないようにX線管14の出力側にはウェッジフィルタ15が設けられており、更に、X線検出器16の側部にはX線の強度補正用のリファレンス検出器17が配設されている。そして、X線検出器16及びリファレンス検出器17の出力はデータ収集部18に供給される。

【0012】このように構成されたX線CT装置では、被検体の撮影を行なう前に、キャリブレーションデータを収集する必要がある、本実施例では図1に示す如くのパントムを用いる。

【0013】図示のように、このファントムは、断面形状が楕円の柱体構造をなし内部に水が充填された本体7

$$\begin{aligned} R_{aq}(n, T) &= S(n, t) \cdot I(n, T) \\ &= S(n, t) \cdot I_0(t) \cdot \exp \left\{ - \int (\mu_{aq} + \mu_w) ds \right\} \end{aligned} \quad \dots (1)$$

ただし、 $S(n, t)$  : X線検出器16の感度

$I(n, t)$  : X線検出器16に入射するX線強度

$I_0(t)$  : 入射X線強度

$\mu_{aq}$  : 水の線吸収係数

$$R(T) = r(t) \cdot I_0(T) \quad \dots (2)$$

ただし、 $r(t)$  : リファレンス検出器17の感度

次いで、天板11上に被検体13を載置してX線を照射し、測定データを収集する。そして、時刻 $t$ 、チャンネル $n$ の測定データを $R_{obj}(n, t)$ とすると次の

$$\begin{aligned} R_{obj}(n, t) &= S(n, t) \cdot I(n, t) \\ &= S(n, t) \cdot I_0(t) \cdot \exp \left\{ - \int (\mu_{obj} + \mu_w) ds \right\} \end{aligned} \quad \dots (3)$$

ただし、 $\mu_{obj}$  : 被検体13の線吸収係数

また、このときのリファレンス検出器17の出力 $R$

$$R(t) = r(t) \cdot I_0(t) \quad \dots (4)$$

そして、前記した(1)～(4)式にて示されたキャリブレーションデータ及び測定データに基づいて補正処理を行ない、再構成する際に使用するデータ(以下これを生データという)を求める。

【0018】まず、測定データ $R_{obj}(n, t)$ 、及びキャリブレーションデータ $R_{aq}(n, T)$ についてオフセット補正を行ない、オフセット補正後のデータをそれぞれ、 $R'_{obj}(n, t)$ 、 $R'_{aq}(n, T)$ とする。この補正では、X線を照射していないときにX線検出器

$$\begin{aligned} \ln[R'_{obj}(n, t)] &= \ln[S(n, t) \cdot I_0(t) \cdot \exp(-\int (\mu_{obj} + \mu_w) ds)] \\ &= \ln[S(n, t)] + \ln[I_0(t)] + \ln[\exp(-\int (\mu_{obj} + \mu_w) ds)] \end{aligned} \quad \dots (5)$$

$$\begin{aligned} \ln[R(t)] &= \ln[r(t) \cdot I_0(t)] \\ &= \ln[r(t)] + \ln[I_0(t)] \end{aligned} \quad \dots (6)$$

<キャリブレーションデータ>

【0021】

と、固定用の固定台3及び接続部3から構成されている。そして、本体7には水を出し入れするためのキャップ4、及びX線撮影位置を決めるための中心線8が設けられている。また、固定台3には図示しない固定具等に連続するためのピン5が取付けられている。

【0014】次に、本実施例の動作について説明する。被検体13の撮影を行なう前(例えば、システム立上げ時)に、まず、図2に示す天板11上に図1に示すファントムを載置し、当該ファントムの中心線8を撮影面に設定してX線を照射し、ファントム透過後のX線をキャリブレーションデータとして収集する。そして、時刻 $T$ 、チャンネル $n$ のキャリブレーションデータを $R_{aq}(n, T)$ とすると次の(1)式のように示される。

【0015】

【数1】

$\mu_w$  : ウェッジフィルタ15の線吸収係数

また、このときのリファレンス検出器17の出力 $R(T)$ は次の(2)式で示される

(3)式のように示される。

【0016】

【数2】

( $t$ )は、次の(4)式で示される。

【0017】

..... (4)

16にて収集されるX線を零とする。

【0019】次いで、オフセット補正後の検出器出力データを画像再構成の入力データであるX線吸収係数の積分値に変換するため、対数変換を行なう。即ち、次に示す(5)～(8)式となる。

<測定データ>

【0020】

【数3】

【数4】

$$\begin{aligned}\ln [R'_{aq}(n, T)] &= \ln[S(n, t) \cdot I_0(T) \cdot \exp(-\int (\mu_{aq} + \mu_w) ds)] \\ &= \ln[S(n, t)] + \ln[I_0(T)] + \ln[\exp(-\int (\mu_{aq} + \mu_w) ds)] \\ &\dots\dots (7)\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\ln[R(t)] &= \ln[r(t) \cdot I_0(T)] \\ &= \ln[r(t)] + \ln[I_0(T)] \\ &\dots\dots (8)\end{aligned}$$

ただし、(5)～(8)式において、実際には、対数変換後に15ビットの整数にするため $K_e = 2363.64$ を乗じるがここでは省略する。

【0022】次に、入射X線の出力強度の変化をリファレンス検出器17から出力される値で補正する。具体的には、(6)式と(5)式の減算、及び(8)と(7)

$$\begin{aligned}\ln[R(t)] - \ln[R'_{obj}(n, t)] \\ = \ln[r(t)] - [\ln S(n, t)] - \ln[\exp(-\int (\mu_{obj} + \mu_w) ds)] \\ \dots\dots (9)\end{aligned}$$

<キャリブレーションデータ>

【0024】

$$\begin{aligned}\ln[R(t)] - \ln[R'_{aq}(n, T)] \\ = \ln[r(t)] - [\ln S(n, t)] - \ln[\exp(-\int (\mu_{aq} + \mu_w) ds)] \\ \dots\dots (10)\end{aligned}$$

その後、(9)式と(10)式との減算により生データRaw(n, t)を求める。即ち、次の(11)式である。

$$\begin{aligned}Raw(n, t) &= \ln[R(t) / R'_{obj}(n, t)] - \ln[R(T) / R'_{aq}(n, T)] \\ &= \ln[R'_{aq}(n, t) / R'_{obj}(n, T)] \\ &= \int (\mu_{obj} - \mu_{aq}) ds \\ &\dots\dots (11)\end{aligned}$$

ただし、(11)式においてはX線検出器16の感度は時間的に変化しないものと仮定し、 $t = T$ としている。そして(11)式によれば、ウェッジフィルタ15による影響、及び個々の検出器の感度の違いが取り除かれ、水のCT値が零となる生データRaw(n, t)が得られる。

【0026】こうして、キャリブレーションデータ、及び測定データを用いて生データを得ることができ、この生データを再構成することにより高分解能のCT画像を得ることができるのである。

【0027】ここで、(11)式を見ると右辺が、被検体の線吸収係数 $\mu_{obj}$ と水の線吸収係数 $\mu_{aq}$ との差分を積分した式となっている。つまり、生データは水、被検体のそれぞれの線吸収係数に大きく依存することになる。また、従来例でも説明したように、ファントムの断面形状が被検体の断面形状と大きく異なると、ビームハードニング効果により線吸収係数が大きく変化してしまう。従って、断面形状が略楕円である被検体胸部や腹部について、図4に示した如く断面形状が円であるファントムを用いると、その形状の差異により線吸収係数が変化してしまい、正確なキャリブレーションデータを得ることができない。そこで、本実施例では図1に示したように断面形状が楕円となるファントムを用いてキャリブレーションデータを収集することにより、正確なキャリブレーションデータを得ることができ、CT画像の画質が著しく向上するようになる。

【0028】なお、上記した実施例においては断面形状

式の減算を行なうことであり、次の(9)、(10)式に示す結果が得られる。

<測定データ>

【0023】

【数5】

【数6】

【0025】

【数7】

が楕円のファントムについて説明したが、本発明はこれに限定されず、断面の周囲が滑らかで、その形状が偏平形状のものであれば適用できることは言うまでもない。

【0029】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、ファントムの断面が、周囲が滑らかな偏平形状とされるので、被検体の胸部や腹部を撮影する際に正確なキャリブレーションデータを得ることができ、CT画像の画質を向上させることができるという効果が得られる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例に係るX線CT装置用ファントムの構成を示す斜視図である。

【図2】一般的なX線CT装置の外観を示す図である。

【図3】X線CT装置の撮影系を示すブロック図である。

【図4】従来のX線CT装置用ファントムの構成を示す斜視図である。

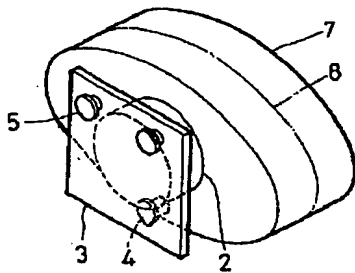
【符号の説明】

- 7 本体
- 8 中心線
- 9 架台
- 10 寝台
- 11 天板
- 12 撮影領域
- 13 被検体
- 14 X線管

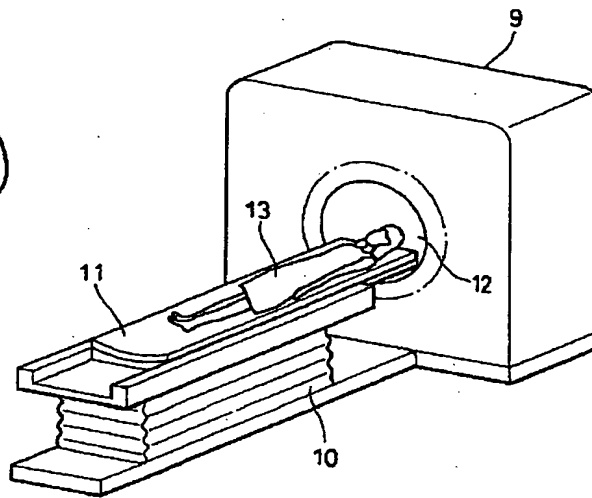
15 ウェッジフィルタ  
16 X線検出器

17 リファレンス検出器  
18 データ収集部

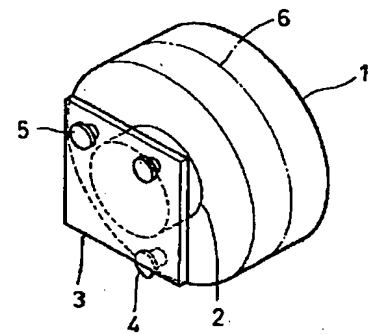
【図1】



【図2】



【図4】



【図3】

